



IFW
DAC
A

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re PATENT of: Ichiro YAMASHITA et al

U.S. Patent No. 6,977,987
(Serial No. 10/762,358)

Group Art Unit: 2828

Issued: December 20, 2005
(Filed: January 23, 2004)

Examiner: David Hung Vu

P.T.O. Confirmation No.: 4860

For. RADIOTHERAPY APPARATUS

SUBMISSION OF CERTIFIED COPIES OF PRIORITY
DOCUMENTS UNDER 37 C.F.R. §1.55(a)(2)

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

February 2, 2006

Sir:

Under the provisions of 37 C.F.R. §1.55(a)(2), submitted herewith for the application
file in the above-identified patent are certified copies of the following foreign applications:

Japanese Application No. 2001-254891 filed August 24, 2001
and
Japanese Application No. 2001-254892 filed August 24, 2001

A claim for priority to these Japanese applications under 35 U.S.C. §119 was made in the
Application Transmittal filed January 23, 2004, in the application for the above-identified
patent. A check in the amount of the fee of \$130.00 under 37 C.F.R. §1.17(i) as required
by 37 C.F.R. §1.55(a)(2) is also enclosed.

02/03/2006 SZENDIE1 00000018 6977987

01 FC:1464

130.00 DP



U.S. PATENT NO. 6,977,987
(Serial No.: 10/762,358)
Submission dated February 2, 2006

Any other fees which may be required with respect to this paper may be charged
to Deposit Account No. 01-2340.

Respectfully submitted,

ARMSTRONG, KRATZ, QUINTOS, HANSON & BROOKS, LLP

Donald W. Hanson
Attorney for Applicants
Reg. No. 27,133

Atty. Docket No. 040015
Suite 1000, 1725 K Street, N.W.
Washington, D.C. 20006
(202) 659-2930
Dwh/nk



23850

PATENT TRADEMARK OFFICE

Enclosures: Ribbon Copy JP2001-254892 and JP2001-254891; Check for \$130.00

BEST AVAILABLE COPY

日 本 国 特 許 庁

JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2001年 8月24日

出 願 番 号

Application Number:

特願2001-254892

ST.10/C]:

[JP2001-254892]

出 願 人

Applicant(s):

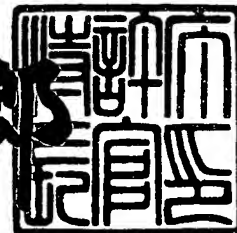
三菱重工業株式会社

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2003年 2月28日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3011991

【書類名】 特許願

【整理番号】 A000104197

【提出日】 平成13年 8月24日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

【発明の名称】 擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置

【請求項の数】 3

【発明者】

 【住所又は居所】 広島県広島市西区観音新町四丁目 6 番 2 2 号 三菱重工業株式会社広島研究所内

 【氏名】 山下 一郎

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県名古屋市港区大江町 1 0 番地 三菱重工業株式会社名古屋航空宇宙システム製作所内

 【氏名】 神納 祐一郎

【発明者】

 【住所又は居所】 広島県広島市西区観音新町四丁目 6 番 2 2 号 三菱重工業株式会社広島研究所内

 【氏名】 若元 郁夫

【発明者】

 【住所又は居所】 広島県広島市西区観音新町四丁目 6 番 2 2 号 三菱重工業株式会社広島製作所内

 【氏名】 三原 一正

【特許出願人】

 【識別番号】 000006208

 【氏名又は名称】 三菱重工業株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100058479

 【弁理士】

【氏名又は名称】 鈴江 武彦

【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

【識別番号】 100084618

【弁理士】

【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】 100068814

【弁理士】

【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100100952

【弁理士】

【氏名又は名称】 風間 鉄也

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0001618

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 電子リニアック等の放射線発生装置の位置及び照射方向を精密に制御して、2 次元若しくは 3 次元に患部に照射できるアイソセントリックな放射線ヘッド支持構造／機構を持つ放射線治療装置であって、放射線ヘッド部全体のアイソセントリックな動きに加えて、前記ヘッド部自体にその慣性中心等の適当な回転中心まわりに 1 軸若しくは 2 軸の小角回転運動を行わせる首振り手段を具備することを特徴とする擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置。

【請求項 2】 さらに、放射線ヘッドの小角回転運動及び位置決め制御を高速で行える手段を具備し、呼吸や心鼓動、蠕動等により移動する照射野への追従を可能とすることを特徴とする請求項 1 記載の放射線治療装置。

【請求項 3】 通常の X 線カメラや D S A (Digital Subtraction Angiography)、X 線 CT 装置、PET (Positron Emission Tomography) 装置等のイメージャと組み合わせて用いられる擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置であって、

治療用放射線の照射と診断用イメージャの撮像タイミングの制御を行い、撮像時に取り込み画像に有害な影響を与える治療用放射線の照射を停止する手段と、

照射野のリアルタイム診断画像をもとに画像追尾を行い、放射線ヘッドの小角回転運動（首振り）制御を行って放射線ヘッドを照射野に追従させる手段と、

放射線治療を実施する医師が上記の照射野画像の追尾状況を確認して治療用放射線照射を制御するための、マンマシンインタフェースの手段と、

をさらに具備し、照射野の診断画像をリアルタイムでモニタしながら、照射治療を可能とすることを特徴とする請求項 1 記載の放射線治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、定位放射線治療に用いられる擬似ノンアイソセントリック型放射線

治療装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

放射線治療装置としては、従来型の電子リニアックに加えて、定位型放射線治療装置としては、ガンマナイフ（スウェーデン エレクタ社商標）やサイバーナイフ（合衆国 アキュレイ社商標）及びC-アーム型電子リニアック（日本 三菱電機社商標）等がある。

【 0 0 0 3 】

ガンマナイフでは、レクセル・フレームと言われる一種の精密位置決め及び固定治具を患者の頭蓋骨に機械的に固定して、このフレームを位置決め用の座標基準治具としてX線CTやMRI、DAS等の診断撮像を行って治療計画を実施するとともに、このフレームのまま、多数のCo60のガンマ線源と、これをコリメートして空間の小領域に治療用放射線を集中させるコリメート機構から構成される照射治療装置に機械的に固定することにより、上記小領域に照射野を機械的に精密に合わせ、精密な定位照射治療を行っている。照射野が球形の場合には1度の照射で所要の治療線量を照射することも可能であるが、照射野が不定形の場合、照射野の形状に合わせて数回に分けて位置決めを繰り返し、またコリメータの口径もその都度選びなおして照射治療を行っている。装置や手順が極めてシンプルであり高い信頼性が得られるとともに、頭部のように頭蓋骨に対して照射対象が移動しない場合には、極めて精密な位置決め及び照射が可能であるが、頸部以下の呼吸や心鼓動、蠕動や膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて腫瘍や奇形等の照射野が移動する体部に対しては定位照射治療が実施できないのが現状である。また、レクセル・フレーム装着は患者に対して大きな肉体的・精神的負担になると言われており、装着時間は1日で回数も1度が限度となっている。このため、所要線量を数日に分割して照射することはできず、後発性障害の可能性が指摘されている。

【 0 0 0 4 】

従来型の電子リニアックでは、大型のガントリが設置面に対して平行な1軸周りに360度回転することにより、アイソセントリックな照射治療を行っている。

これに加えて治療用ベッドの上下及び水平面内での2次元の移動及び同水平面内での回転を加えることにより、多様な照射が可能となっている。また、MLC (Multi Leaf Collimator) により複雑な形状の照射野にも対応でき、照射線量分布を制御して精密な照射治療 (IMRT: Intensity Modulated Radio Therapy) が可能となっているが、高速の位置制御ができず、移動する照射野への追従照射はできない。また、照射中の照射野のモニタ手段としては、治療用X線の透過線によるライナックグラフィしかなく、透過性の強い治療用X線やこの散乱線による画質の問題から、照射野のリアルタイムモニタができているとは言い難い状況である。

【 0 0 0 5 】

現実的には、呼吸運動のみに対しては呼吸同期装置による同期照射が行われている。これは、患部画像をリアルタイムでイメージングすることができないため、胸部に取りつけたマーカを光学的に追尾したり、呼気の流量を直接計測することにより、患者の呼吸の状態を把握して患部の移動を推定し、患部が決められた照射位置にきたと推定される時点で照射装置にトリガをかけて治療照射を行うものであり、患部位置の推定で照射治療を行っている点で照射位置精度に問題がある他、仮に照射位置精度の問題が解決できたとしても、照射のデューティ比が小さく所定の線量の照射に長時間を要し、この間に患者の状態が変化することにより照射位置精度の劣化が問題となる他、治療に長時間を要するため、多数の患者を効率的に治療することができない。

【 0 0 0 6 】

サイバーナイフは、産業用の汎用ロボットアームの先端に小型の電子リニアックを装備したもので、X線CTやMRI等により患部の正確な形状や位置を頭蓋骨や胸骨といったランドマーク的な体組織や患部付近に標識として埋め込んだ小型の金プレート等のマーカに関連付けて割り出し、治療照射時には、異なる目視線を持つ2台の通常のX線カメラによりランドマークの動きを監視して照準を補正しつつ、精密な照射を行うものである。6自由度ロボットアームの自在な移動能力により、本質的にノンアイソセントリックな照射治療が可能であるが、産業用ロボットアームのリーチの範囲内に患者が位置する点で電磁障害等の機器の誤

作動の際に患者が負傷する可能性があり、本質的に安全性が確保できない。

【 0 0 0 7 】

また、産業用ロボットアームは、指定した空間座標に対して絶対的な精度を保証している訳ではなく、ティーチングによる繰り返し精度を保証するに止まっており、実際の治療に先だってティーチング等の余分な作業が発生し、治療効率の悪化に繋がる。米国内において、現時点では試験的にはあるが、呼吸同期装置を使用して、胸部への呼吸移動追従照射が行われているが、片持ち構造のロボットアームの先端の電子リニアックのイナーシャが問題となり、心鼓動のようなより早い動きに対する精密な追従照射には対応できないものと思われる。

【 0 0 0 8 】

電子リニアックが発生する治療用ビームやその散乱線及び漏洩線の影響と推定されるが、治療用ビームの照射中にX線カメラによる撮像を行うことはできず、照射開始前に撮像を完了し、照射野の位置を確認してから照射を開始する方式をとっており、リアルタイムに照射野をモニタしているとは言い難く推定に基づいて実施する照射の安全性には疑問が残る。

【 0 0 0 9 】

C-アーム型電子リニアックは、例えば特表平8-504347号公報及び特表平6-502330号公報に開示されているように、C-アーム型X線カメラと同様に2つの回転軸を持った医療用電子リニアックであり、1軸方向の回転しかできなかった従来の電子リニアックに更に1つ回転軸を付け加えた3次元的な照射が行えるが、照射方式はアイソセントリックであり、状況は従来型の電子リニアックと同様である。精密照射を行うためには、フレームで頭部を固定する必要がある点ではガンマナイフの場合と何等かわるところはなく、むしろ大型ガントリを2軸で駆動することにより機械誤差の点でガンマナイフよりも劣っている。

【 0 0 1 0 】

【発明が解決しようとする課題】

上述のように、従来の放射線治療装置においては、照射方式がアイソセントリックであり照射野の移動に対応できないか、ノンアイソセントリックであっても

精度や治療効率及び追従速度に問題があり、また過剰な自由度を持ち、機械的なインターロックが不可能な産業用ロボットの医療用途への適用は、安全性についても問題ある。

【 0 0 1 1 】

また、照射野のモニタもリアルタイムに実施できず、推定に基づいての治療照射の安全性や精度には問題がある。

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、移動する照射野への追従照射を可能とするとともに、治療の確実性及び安全性を確保するために、照射治療中にもリアルタイムに照射野のモニタを可能とする擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置を提供することを目的とする。

【 0 0 1 3 】

【課題を解決するための手段】

本発明に係わる擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置は、放射線ヘッドを1軸若しくは2軸の方向にアイソセントリックに移動して位置決めする機構に加えて、放射線ヘッドを1軸若しくは2軸の方向に小角回転運動（首振り）させる機構を追加することにより、擬似的にノンアイソセントリックな照射が可能となるようにする。不定形な照射野への対応や照射野移動に対する追従で求められるノンアイソセントリックな成分は照射野で50mm以下である。放射線源とアイソセントリックな照射野の距離SAD(Source Axis Distance)としては、通常の電子リニアックの場合に通常80cm～100cmの値が選ばれており、SADが100cmの場合放射線ヘッドに要求される小角回転運動（首振り）角度は、約3°に過ぎない。この運動によるSADの変化は0.2%以下であり、SADの変化による治療用放射線ビームの直径の変化は無視できる範囲である。また、放射線ヘッドの慣性中心を軸としてこの回転運動を行うように機構上の工夫をすることにより、駆動機構への負担の軽減を図ることが可能である。放射線ヘッド部の重量増につながるが、放射線ヘッドの回転軸周りのモーメントと同じモーメントのダミーウェイトを、回転方向と逆に駆動することにより、小角回転運動（首振り）に伴う反力を相殺することも可能である。

【0014】

X線カメラやDSA、X線CT等のイメージャと機械的に干渉しないように、上記の機構の形状を工夫し、イメージャと上記機構が共通の位置座標を持つようにする。また、イメージャの画像取り込みタイミングと治療用放射線の照射タイミングを時分割で実施するようにタイミング制御を行うことにより、治療用放射線のイメージャへの影響を防止して、治療照射中にもリアルタイムで照射野の画像モニタを可能となる。

【0015】

モニタ画像の中で照射野画像について適切なアルゴリズムで画像追尾を行い、これに追従して上記小角回転運動（首振り）を制御することにより、移動する照射野への追従照射治療が可能となる。

【0016】

さらに、適切な医師とのマンマシンインタフェース及び安全機構を装備することにより、安全性・信頼性の高い放射線治療装置の実現が可能となる。

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、添付の図面を参照して本発明の種々の好ましい実施の形態について説明する。

【0018】

（第1の実施形態）

図1～図3に示すように、擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置6は、患者4を載せて移動する移動ベッド8と、照射野5に治療用X線を照射する小型電子リニアックからなる放射線照射ヘッド10と、照射野5を断層画像診断するX線CT検査装置30とを備えている。

【0019】

移動ベッド8は、ベッド駆動システム7のX-Yテーブル上に搭載され、駆動システム7に内蔵された駆動機構によりベッド長手方向（X軸方向）とベッド幅方向（Y軸方向）との2軸に移動可能である。また、移動ベッド8はイメージャの撮影画像データに基づいて照射野となる患部5がアイソセンタ5aに位置する

ように、システム制御装置80により統合制御されたベッド駆動システム7により位置が調整されるようになっている(図9参照)。ベッド8にはX線CTやPET (Positron Emission Tomography) 等の画像診断装置に適した材質及び形状が選定される。

【0020】

放射線照射ヘッド10は、周回移動機構68および第1及び第2の首振り機構131、132によりアイソセンタ5aを中心とする上半部後方の四分の一球(1/4球)の範囲内で任意の照射位置がとれるようにアークガイドレール9に可動に支持されている。周回移動機構68は、図2に示すように照射ヘッド10をアークガイドレール9に沿って周回移動(H1)させるものであり、ラック・アンド・オピニオン方式やベルト方式を採用することができる。第1の首振り機構131は照射ヘッド10を第1の軸S1まわりに首振り動作させるサーボモータを備え、第2の首振り機構132は照射ヘッド10を第2の軸S2まわりに首振り動作させるサーボモータを備えている(図10～図11参照)。

【0021】

また、照射ヘッド10は、図2に示す従動型導波管系11のロータリRFカップラ16に首振り可能に連結される。図11の(a)に示すジンバル機構上の導波管51及びロータリRFカップラ50によりマイクロ波発生源70(クライストロン)に接続されている。

【0022】

第1の首振り機構131は、図2及び図11の(a)に示すように、照射ヘッド10をアークガイドレール9上でロータリRFカップラ16まわりに首振り(S1)させる機構である。ロータリRFカップラ16は、ヘッド10が首振りしたときの慣性力が小さくなるように、ヘッド10の慣性中心をほぼ通る軸上に設けられている。

【0023】

第2の首振り機構132は、図1及び図11の(a)に示すように、照射ヘッド10をアークガイドレール9上でロータリRFカップラ50A、50Bまわりに首振り(S2)させる機構である。ロータリRFカップラ50A、50Bは、ヘッ

ド 1 0 が首振りしたときの慣性力が小さくなるように、ヘッド 1 0 の慣性中心をほぼ通る軸上に設けられている。ちなみに、照射ヘッド 1 0 は、全長が 5 0 0 ~ 6 0 0 mm、幅 5 0 0 mm × 深さ 3 0 0 mm、重量が 6 0 ~ 8 0 kg である。

【 0 0 2 4 】

アークガイドレール 9 は、図 2 及び図 3 に示すように移動ベッド 8 より上半分の円弧状をなす半円リングからなり、ベッド 8 を幅方向に跨ぐように設けられている。このアークガイドレール 9 は、傾動機構 2 8 により傾動可能に支持されている。傾動機構は、アークガイドレール 9 を図 2 の傾動軸 2 6 まわりに 0° ~ 90° の範囲内で図 1 に示すように傾ける (G 1) ものである。アークガイドレール 9 は、例えばステンレス鋼のように剛性の大きい材料でつくられ、幅が 2 0 0 ~ 4 0 0 mm、厚みが 2 0 ~ 5 0 mm、アイソセンタ 5 a からの半径が 8 0 0 ~ 1 0 0 0 mm である。

【 0 0 2 5 】

上記の 3 軸の駆動 (G 1, H 1) により照射ヘッド 1 0 はアイソセンタ 5 a を中心とする 1 / 4 球殻上でアイソセントリックな動きが可能になる。さらに、上記の 2 軸の駆動 (S 1, S 2) により X 線ヘッド 1 0 は 1 / 4 球殻上で擬似的にノンアイソセントリックな動きが可能となる。この擬似ノンアイソセントリック動作は、ヘッド 1 0 の慣性中心まわりの首振り運動であるため、アイソセントリック動作と比べて格段に素早い動きとなる。擬似ノンアイソセントリックな高応答性の迅速な追尾モーションにより、例えば心鼓動等の早い動きに対してもヘッド照準を高応答かつ精密に追従させることが可能となる。

【 0 0 2 6 】

X 線 C T 検査装置 3 0 (イメージャ) には一般の X 線 C T を使用できる。X 線 C T 検査装置 3 0 は、図 1 に示すイメージャ傾斜機構 2 0 により所定角度に傾斜した (例えば垂直軸に対して 20° ~ 30° の傾き) 姿勢で支持されている。イメージャ傾斜機構 2 0 を駆動させると、X 線 C T 検査装置 3 0 は軸まわりに傾動 (K 1) し、検査用 X 線 3 b の照射角が変えられるようになっている。なお、X 線 C T 検査装置 3 0 とアークガイドレール 9 は機械的に密に結合されており、共通の座標基準を持つ。

【 0 0 2 7 】

X線CT検査装置30がアークガイドレール9及びヘッド10が干渉しないように制御される。イメージャとして通常のX線カメラを用いる場合には、分解能やコントラストの点で問題があり、小型の金プレートを照射野の付近に埋め込んでマーカとしてこれを基準に照射野を標識する方がよい。

【 0 0 2 8 】

図2中に示すSAD (Source Axis Distance) は、アイソセンタ5aからヘッド内のターゲット121 (図4参照) までの距離に相当するものである。本実施形態では基準となるSAD1を80cm~100cmに設定している。

【 0 0 2 9 】

照射野の移動に追従して照射するには画像データから得られるシフト量DV1, DV2と所定の算式とを用いてS1首振りドライブ軸まわりの微小変位角 θ_1 とS2首振りドライブ軸まわりの微小変位角 θ_2 とをそれぞれ求め、その演算結果に従って首振り機構131, 132の駆動をそれぞれ制御し、図6、図7及び図8に示すように照射ヘッド10を微小変位角 θ_1 および微小変位角 θ_2 の分だけ高速首振りさせる。これにより頸部以下の呼吸や心鼓動、蠕動や膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて動く腫瘍等の患部5に対してヘッド10の照準が迅速かつ高応答に追従し、放射線を高精度に照射することが可能となる。

【 0 0 3 0 】

図2中の符号14a~14c, 16は、加速用マイクロ波を軸回転で伝えるロータリRFカプラ50を内部に有する従動型導波管系である。図12に示すように、リンクアーム13, 15のなかには導波管51が設けられ、関節部14a~14c, 16内のロータリRFカプラ50により導波管51が電磁氣的に連通している。図13に示すように、ロータリRFカプラ50はフランジ継手53, 54により導波管51の各々に接続されている。

【 0 0 3 1 】

また、図14の(a)に示すように、導波管51の導波路55a, 55bはロータリRFカプラ50の回転部材56, 57に取り囲まれた回転スペースに連通し、このなかを図14の(b)に例示するような管内モードでマイクロ波が導か

れるようになっている。なお、図中にて符号 5 8 は軸受を示し、符号 5 9 は $\lambda/4$ 波長チョークを示す。このようなロータリ R F カプラ 5 0 と導波管 5 1 との組み合わせにより、地上に固定されたクライストロン等の加速マイクロ波源 7 0 から移動する照射ヘッド 1 0 へ加速用のマイクロ波を円滑に供給することができる。

【 0 0 3 2 】

従動導波管系 1 1 は、第 1 の関節部 1 4 a、第 1 のアーム 1 2、第 2 の関節部 1 4 b、第 2 のアーム 1 3、第 3 の関節部 1 4 c、第 3 のアーム 1 5、第 4 の関節部 1 6、照射ヘッド 1 0 を互いに連結してなるリンク機構である。第 1 の関節部 1 4 a のみが Y 軸に沿って設けられ、第 2 ～第 4 の関節部 1 4 b、1 4 c、1 6 はそれぞれ X 軸に沿って設けられている。なお、リンク先端の照射ヘッド 1 0 は、周回移動機構 6 8 によりアークガイドレール 9 に沿ってスライドし、また、第 1 の首振り機構 1 3 1 により第 4 の関節部 1 6 まわりに首振りされるようになっている。

【 0 0 3 3 】

システム制御装置 8 0 は、精密検査装置としての X 線 C T 3 0 から照射野 5 の C T 断層診断画像データが入力されると、このデータに基づいて周回移動機構 6 8、レール傾動機構、ベッド駆動システム 7 の駆動をそれぞれ制御することにより、アイソセンタ 5 a にある照射野 5 に照射ヘッド 1 0 の照準を合わせる。

【 0 0 3 4 】

さらに、照射野 5 が動いた場合には、システム制御装置 8 0 は X 線 C T 3 0 からの入力データに基づいて画像追尾のための演算を行い、その演算結果に基づいて第 1 及び第 2 の首振り機構 1 3 1、1 3 2 の動作をそれぞれ制御して照射ヘッド 1 0 を首振りさせる。なお、照射ヘッド 1 0 の首振り動作中はインターロックがはたらいて放射線が照射されないようになっているので、近傍部位の被曝量は最小限に抑えられる。

【 0 0 3 5 】

なお、本実施形態では検査装置として X 線 C T 3 0 を放射線治療装置と組合せた場合について説明したが、本発明はこれのみに限定されることなく、通常型の

X線カメラ、特殊な用途ではP E T (Positron Emission Tomography) 等の他の非磁気型検査装置を放射線治療装置と組合せることが可能である。

【 0 0 3 6 】

通常型のX線カメラの場合には、異なる目視線をもつ2つ以上のカメラが必要である。また、コントラストの低い軟部組織等はイメージングできないため、骨組織等のコントラストの高いランドマークをもとに予めX線C TやM R I等で照射野の位置決めができるようにしておくか、小型の金プレート等を照射野付近に埋め込んでマーカとするか、若しくはD S A (Digital Subtraction Angiography) のように造影剤や差分画像処理により画像強調できるような工夫が必要となる。また、X線C TやP E Tではリアルタイムイメージングが必要であり、高速のリアルタイム画像再構成計算が必要となる。

【 0 0 3 7 】

次に、図4、図5及び図10、図11を参照しながら放射線照射ヘッド10について詳しく説明する。

【 0 0 3 8 】

放射線照射ヘッド10は、4MeV～10MeVの電子エネルギーを有し、治療用のX線3aを発生する小型の電子リニアックからなり、アイソセンタ5aを中心とする上半後部の1/4球殻の範囲内で三次元移動して多方向から放射線を照射できるように、アークガイドレール9に可動支持されるとともに、従動型導波管系11のロータリR Fカプラ16に首振り可能に連結されたものである。

【 0 0 3 9 】

放射線照射ヘッド10は、カバー101で本体部が覆われ、本体部の先端側に放射線を出射するための出射部120が取り付けられている。ヘッド本体部を覆うカバー101内には電気回路/冷却水回路116、加速管110、R F窓52、導波管51、ロータリR Fカプラの一部50B、排気管107、イオンポンプ112、ターゲット排気室119、ターゲット121、冷却板122が設けられている。

【 0 0 4 0 】

加速管尾部の絶縁碍子103から外部電源に接続されたケーブル(図示せず)

がカバー 1 0 1 内に導入され、電子銃 1 0 4 のカソード 1 0 5 に接続されている。このカソード 1 0 5 と向き合ってアノード 1 0 6 が配置されている。カソード 1 0 5 とアノード 1 0 6 との間はイオンポンプ 1 1 2 に連通する排気管 1 0 7 により排気されるようになっている。電子銃 1 0 4 の電源はシステム制御装置 8 0 により制御されるものである。なお、電子銃 1 0 4 から加速管 1 1 0 に続き、さらに加速管 1 1 0 から出射部 1 2 0 に続いている。なお、絶縁碍子 1 0 3 から加速管 1 1 0 の先端までの長さは約 3 6 0 mm である。

【 0 0 4 1 】

図 5 に示すように、電子銃 1 0 4 のアノード 1 0 6 の中央孔は加速管 1 1 0 のバンチャ空洞 1 0 9 に連通している。加速管 1 1 0 は、電子銃 1 0 4 から出射された電子線を加速させ、高エネルギーの電子ビームを X 線ターゲット 1 2 1 に衝突させるものである。加速管 1 1 0 の内部には電子ビーム通過用の中央孔を有する加速空洞 1 1 1 b がつながって配置されている。加速空洞 1 1 1 b はサイドカップルキャビティ 1 1 1 a を介して左右一対の側方排気管 1 0 8 にそれぞれ連通し、左右一対の側方排気管 1 0 8 はイオンポンプ 1 1 2 に接続されて真空排気されるようになっている。すなわち、加速管 1 1 0 の内部は側方のサイドカップルキャビティ 1 1 1 a および側方排気管 1 0 8 を介してイオンポンプ 1 1 2 により真空排気されるものである。

【 0 0 4 2 】

加速管 1 1 0 には導波管 5 1 が連通している。導波管 5 1 はセラミック製の RF 窓 5 2 およびロータリ RF カプラ 5 0 A, 5 0 B を経由してマイクロ波発生装置 7 0 に連通している。RF 窓 5 2 は、導波管 5 1 内に封入された SF_6 ガスの漏洩を防ぐとともに、マイクロ波を加速管 1 1 0 へ導入させる入口である。なお、マイクロ波発生装置 7 0 は出力安定性に優れたクライストロン方式のものである。マイクロ波発生装置 7 0 の電源回路はシステム制御装置 8 0 に接続されている。

【 0 0 4 3 】

出射部 1 2 0 は、カバー 1 0 1 で覆われたヘッド本体部の先端に設けられ、X 線ターゲット 1 2 1、ターゲット冷却板 1 2 2、一次コリメータ 1 2 3、フラッ

トニングフィルタ 1 2 4 を備えている。電子銃 1 0 4 から加速管 1 1 0 を経てフラットニングフィルタ 1 2 4 に至るまでは電子ビームの光軸に沿って直列に並び、加速された電子線はターゲット排気室 1 1 9 を通って出射部 1 2 0 のターゲット 1 2 1 に入射するようになっている。

【 0 0 4 4 】

X線ターゲット 1 2 1 は、高エネルギーの加速電子が入射して制動ふく射 X 線を出射するものであるため熱損傷を受けやすく、その対策として冷却板 1 2 2 が取り付けられ、冷却されている。なお、ターゲット 1 2 1 にはタングステン、タンタル等の高融点金属単体またはこれらの合金を用いる。

【 0 0 4 5 】

一次コリメータ 1 2 3 は、タングステンなどの放射線に対する遮蔽性に優れ、かつ熱中性子発生の少ない材料でつくられ、ターゲット 1 2 1 からの X 線をフラットニングフィルタ 1 2 4 に導くものである。

【 0 0 4 6 】

フラットニングフィルタ 1 2 4 は、ターゲット 1 2 1 から出射される X 線の強度を平均化して均一なドーズ分布をもつ治療用 X 線 3 a とするためのものである。

【 0 0 4 7 】

さらに、出射部 1 2 0 の先端側には二次コリメータ 1 2 5 および線量計測用電離箱 1 2 6 が取り付けられている。二次コリメータ 1 2 5 は、治療用の X 線 3 a が透過できないタングステンなどの遮蔽性の高い材料でつくられ、中空部を通して線量計測用電離箱 1 2 6 に治療用 X 線 3 a が送られるようになっている。この二次コリメータ 1 2 5 は一次コリメータ 1 2 3 の端面部に着脱可能にネジ込まれている。

【 0 0 4 8 】

線量計測用電離箱 1 2 6 は、二次コリメータ 1 2 5 の先端に取り付けられ、所定成分のガスが封入された電離箱であり、放電電荷を検出する検出回路（図示せず）が接続されている。この検出回路はシステム制御装置 8 0 の入力側に接続されている。システム制御装置 8 0 は、線量計測用電離箱 1 2 6 からの入力信号に

基づいて照射ヘッド10から出射されるX線の線量を算出し、患者4が受ける治療用ドーズデータとしてメモリに保存するようになっている。

【0049】

なお、本実施形態の装置では上半後部の1/4球殻からの放射線の照射が可能であるが、非磁気型の精密検査装置をさらに小型化し、これを治療用照射ヘッドの側に内包できるようにユニット化することにより、さらに上半球全体からの放射線の照射が可能となることが見込まれる。

【0050】

次に、図9を参照して本実施形態装置の制御システムについて説明する。

【0051】

本実施形態装置の制御システムは、治療用ベッドシステム7、8、X線ヘッド10、リアルタイム・イメージャ30、イメージャ信号処理装置31、マイクロ波発生装置70、システム制御装置80、システムユーティリティ90からなり、実質的にはシステム制御装置80が全体を統括して制御するシステム構成となっている。

【0052】

システム制御装置80は、システム制御計算機、システム管理アルゴリズム、画像追尾アルゴリズム、治療計画アルゴリズム、治療管理アルゴリズム、グラフィカルユーザインターフェイス、治療データベース、インターロックアルゴリズム、システムモニタ及びBITを含むものであり、これを中心として他のシステムブロックがそれぞれ接続され、入出力信号のやりとりがなされるようになっている。

【0053】

リアルタイム・イメージャ30は、イメージャ信号処理装置31を経由してシステム制御装置80に接続されている。これにより画像診断が治療中にリアルタイムでなされ、医師はコンピュータディスプレイ上に表示された診断画像を観ながら治療を行うことができるようになっている。

【0054】

マイクロ波発生装置70は、クライストロンモジュレータ・アンド・リニアッ

クシステム制御装置、クライストロン及びRFドライバを具備している。クライストロンは、従動型導波管系11を介してX線ヘッド10に接続され、加速管110にマイクロ波を供給する供給源にあたる。

【0055】

X線ヘッド10のアイソセントリック駆動機構および首振り駆動機構の各ドライバはシステム制御装置80に接続され、アイソセントリック照射時におけるヘッド10の周回駆動68および擬似ノンアイソセントリック照射時におけるヘッド10の2軸首振り駆動がそれぞれ制御されるようになっている。

【0056】

次に、図10～図11および図6～図8を参照して照射ヘッドの2軸の首振り機構について詳しく説明する。

【0057】

図10に示すように、ヘッドカバー101のジンバル構造の支持フレーム102に支持されている。支持フレーム102は照射ヘッド10の慣性中心を含むS1軸およびS2軸が通る位置座標に取り付けられている。

【0058】

図11の(a)に示すように、支持フレーム102には従動型導波管系11のロータリRFカップラ16、一対のロータリRFカップラ50A、50B、S1首振り駆動用サーボモータ131、S2首振り駆動用サーボモータ132がそれぞれ各辺に取り付けられている。

【0059】

従動型導波管系11のロータリRFカップラ16は支持フレーム102の一方側長辺の中央に取り付けられ、これと向き合うようにS1首振り駆動用サーボモータ131の駆動軸131aがフレーム102の対向長辺の中央に取り付けられている(図11の(b)参照)。サーボモータ駆動軸131aを回転駆動させると、図8に示すようにS1ドライブ軸まわりに照射ヘッド10が首振りするようになっている。

【0060】

また、一対のロータリRFカップラ50A、50Bは支持フレーム102の一方

側短辺の中央に取り付けられ（図 1 1 の（d）参照）、これと向き合うように S 2 首振り駆動用サーボモータ 1 3 2 の駆動軸 1 3 2 a がフレーム 1 0 2 の対向短辺の中央に取り付けられている（図 1 1 の（c）参照）。すなわち、サーボモータ 1 3 2 の本体は支持フレーム側のブラケット 1 0 2 a に固定支持され、モータ駆動軸 1 3 2 a は軸受 1 3 3 を介して支持フレーム 1 0 2 に回転可能に支持されている。サーボモータ駆動軸 1 3 2 a を回転駆動させると、図 7 に示すように、S 2 ドライブ軸まわりに照射ヘッド 1 0 が首振りするようになっている。

【 0 0 6 1 】

図 1 1 の（a）に示すように、従動型導波管系 1 1 の各リンクアーム 1 3、1 5 内には導波管 5 1 が設けられ、各関節部 1 4、1 6 内にはロータリ R F カプラ 5 0 が設けられ、さらに一对のロータリ R F カプラ 5 0 A、5 0 B を通って照射ヘッド内の加速管 1 1 0 にマイクロ波が導入されるようになっている。

【 0 0 6 2 】

図 6 ～図 8 に示すように、画像診断データから得られるシフト量 DV_1 、 DV_2 と所定の算式とを用いて S 1 首振りドライブ軸まわりの微小変位角 θ_1 と S 2 首振りドライブ軸まわりの微小変位角 θ_2 とをそれぞれ求め、その演算結果に従って首振り機構 1 3 1、1 3 2 の駆動をそれぞれ制御し、照射ヘッド 1 0 を微小変位角 θ_1 および微小変位角 θ_2 の分だけ高速首振りさせる。そして、首振りを停止させると同時にヘッド 1 0 から放射線を出射する。これにより頸部以下の呼吸や心鼓動、蠕動や膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて動く腫瘍等の患部 5 に対してもヘッド 1 0 の照準が迅速かつ高応答に追従する。ちなみに、診断画像の処理時間を含めて 0. 1 秒以内に照射ヘッド 1 0 を高速で首振り動作させることができ、照射野（患部）の動きに対して迅速に追従させることができる。

【 0 0 6 3 】

次に、図 1 5 のタイミングチャートを参照しながら本実施形態装置の動作について、特に治療用ビームの直接線、漏洩線及び散乱線のイメージャ検出器への影響を防止し、イメージングと治療用ビームの照射の時分割リアルタイムを実現する方法を説明する。

【0064】

先ず装置6のメインスイッチをONすると、治療用ベッドシステム7、X線ヘッド10、イメージャ30、マイクロ波発生装置70、システム制御装置80、システムユーティリティ90の電源がそれぞれ待機状態となる。治療用ベッドシステム7が作動して患者4がベッド8とともに治療エリア内に移動し、イメージャを作動させて患部5が治療装置のアイソセンタ5aに一致するようにベッド8を動かして位置合わせする。このアイソセントリック位置合わせ完了後、イメージャ30によるリアルタイム画像診断とX線ヘッド10による放射線治療とを開始する。

【0065】

通常X線カメラ（イメージャ30）では、診断用X線3bを照射野5に照射し、その透過像を図15の（a）に示す時間 $t_0 \sim t_1$ に診断画像として検出する。なお、被爆を最小限度とするため診断用X線の照射時間も $T_0 \sim T_1$ に限定する。これに引き続き時間 $t_1 \sim t_2$ に診断画像を取り込み（収録）、時間 $t_3 \sim t_5$ に診断画像を計算処理し、処理画像をディスプレイ上に表示する。これらの画像処理時間の合計時間 $t_0 \sim t_5$ は0.1秒である。すなわち、診断画像処理の1サイクル時間は0.1秒となる。これは心鼓動等の速い動きに追従する上では十分なサンプルレートである。

【0066】

治療用ビームの直接線、漏洩線及び散乱線がイメージャ検出器に影響を与えないようにするため、少なくとも診断用X線3bを照射している時間 $t_0 \sim t_2$ においては治療用X線3aが照射されないようにX線ヘッド10はインターロックされている。

【0067】

一方、ヘッド首振り用サーボモータ131、132は時間 $t_1 \sim t_3$ の間に駆動される。ヘッド首振り用サーボモータ131、132を駆動させている時間 $t_1 \sim t_3$ には、首振り角の誤作動の可能性があるため、治療用X線3aが照射されないようにX線ヘッド10はインターロックされ、安全性を確保するようにしている。

【0068】

タイミング t_3 にX線ヘッド10のインターロックが解除され、治療ビーム3aの照射が開始される。治療ビーム3aの照射時間 $t_3 \sim t_4$ は約50ミリ秒である。照射のデューティは約50%である。

【0069】

この照射時間 $t_3 \sim t_4$ と同期して画像追尾計算が実行される。この画像追尾計算の結果に基づいてX線ヘッド10が機構131、132により微小首振り角 θ_1 および θ_2 に首振り駆動される。

【0070】

診断画像の取得や画像追尾計算に異常が生じた場合には、その時点で治療ビーム3aの照射にインターロックをかけて照射を停止させ、安全性を確保する。なお、本装置では、X線ヘッド10の首振りおよび位置決めが正常に行われたことを確認してから治療ビーム3aの照射がなされるように設計されている。

【0071】

治療ビーム3aの照射停止後、タイミング t_5 に診断用ビーム3bの照射を開始し、次の診断画像処理サイクル $t_5 \sim t_8$ に移行する。次いで、診断画像処理後のタイミング t_3 にX線ヘッド10のインターロックが解除され、治療ビーム3aの照射が再開される。

【0072】

このようにして診断画像処理サイクル、治療ビーム照射サイクル、画像追尾計算サイクル、それに基づくヘッド首振り制御サイクルが繰り返され、ベッド上半の1/4球殻の位置から移動照射野への追従照射による治療が行われる。

【0073】

次に、図15及び図16を参照して本発明の擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置を用いた治療の手順について説明する。

【0074】

放射線治療においては医師が治療計画を立てる。その治療計画は術前に行われる種々の検査に基づくものであるが、さらに医師は手術中において本発明の装置を用いることにより患部の病巣を直接的にリアルタイムで画像診断することによ

り高精度で確実性の高いの放射線治療を行うことができる。

【0075】

図16の(a)に示すように、イメージャ30のみを用いて照射野5及びその近傍領域の診断画像を構成する。システム画面で治療野5の各断面図を確認して、画像追尾のための輪郭線を定義する。治療開始に先立って照射野5のマッピングは終了しており、これを参考に複数のスライスで照射野5の輪郭を定義する。

【0076】

図16の(b)に示すように、放射線治療装置の画像追尾システムが、実際の照射野5の画像の輪郭抽出を行い、定義された輪郭線とのパターンマッチングを行って画像追尾を開始する。医師は画像追尾状況を目視で確認する。

【0077】

図16の(c)に示すように、画像追尾が安定した後に、医師はマスターアームスイッチ(Master Arm SW)を操作して、システムをARMED状態にする。システムは照準をクロスヘアラインで照射ボリュームを赤色で画像上に表示する。画像追尾が継続しているため、照準及び照射ボリュームは照射野の移動とともに自動的に追従する。

【0078】

図16の(d)に示すように、医師のトリガ操作で治療用X線ビーム3aの照射を開始する。治療計画の段階で予定の照射時間は決まっており、画面上ではカウントダウンが開始され、カウントゼロ(時刻t4)になると治療用ビームは自動的に停止する。画面上には線量分布が継続的に表示され、医師はこれを確認しながらトリガを引き続けて照射を継続する。システムは画像のサンプリング、治療用ビームの照射を高速に交互に続け、画像追尾と治療ビームの照射とをリアルタイムで継続する。カウントダウンがゼロになる前であっても、医師がトリガを離せば、そのタイミングで直ちに治療用ビームは停止するので、安全性は十分に確保される。

【0079】

図16の(e)に示すように、医師はマスターアームスイッチ(Master Arm SW)をSAFE位置としてシステムを安全な状態にし、照射ヘッド10を次の照射位

置へ移動させる。一連の照射終了後にこれに先立ち医師は一日の累積被曝線量の総計にあたるトータルドーズ (Total Dose) を確認する。当日の累積線量および1クール内の累積線量分布が画面に表示され、患者毎に作成される治療ファイルに記憶される。

【0080】

本実施形態の治療装置によれば、画像処理時間を含めて0.1秒以内に照射ヘッドを高速首振り動作させ、照射野(患部)の動きに対して追従させることができるので、高精度に放射線を照射することができる。このように患部の動きに対応して高応答かつ高精度にノンアイソセントリック照射することが可能であるので、頸部以下の呼吸や心鼓動、蠕動や膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて腫瘍等の照射対象が移動する部位を治療対象とすることができるようになる。

【0081】

(第2の実施形態)

次に、図17および図18を参照して本発明の第2の実施形態について説明する。なお、本実施形態が上記の実施形態と重複する部分の説明は省略する。

【0082】

本実施形態の装置6Aでは、回転ドラム(治療用ガントリ)99上に治療用のX線ヘッド10、診断用X線源(CT用X線管)97およびセンサレイ98を搭載している。すなわち、装置全体構造としては、上記第1実施形態の回転型のX線CT装置30のドラム部の上にX線ヘッド10を装備した構造としている。回転ドラム(治療用ガントリ)99の回転中心はアイソセンタ5aとされている。X線ヘッド10は、4MeV~10MeVの電子リニアックからなり、図示のように2軸(S1, S2)に首振りでき、これらの首振り動作によってドラム回転軸周りにノンアイソセントリックな照射が可能である。なお、S2軸の首振りには、ドラムの回転に伴う照準角度補正も含める必要がある。一方、S1軸の首振りに関しての照準角度補正は不要である。

【0083】

診断用X線源(CT用X線管)97およびセンサレイ98は治療用のX線へ

ッド10と干渉を生じない箇所にそれぞれ取り付けられ、診断用X線源（CT用X線管）97とセンサアレイ98とは互いに向き合っている。検出用のX線センサアレイ98はマルチ配列（Multi Law）タイプの多列センサである。なお、X線CTやPETではリアルタイムイメージングが必要であり、高速のリアルタイム画像再構成計算処理が必要となる。

【0084】

（第3の実施形態）

次に、図19を参照して本発明の第3の実施形態について説明する。なお、本実施形態が上記の実施形態と重複する部分の説明は省略する。

【0085】

本実施形態の装置6Bでは、回転ドラム（治療用ガントリ）99上に治療用のX線ヘッド10、通常のX線カメラを構成する2組のX線源97A、97B及びセンサアレイ98A、98Bのセットが装備されている。すなわち、上記第2実施形態とは異なり、回転ドラム99には診断用X線CT用のX線源とセンサアレイが装備されているのではなく、本実施形態では通常のX線カメラを構成する2組のX線源97A、97B及びセンサアレイ98A、98Bを装備しており、X線カメラのセットの目視線は互いに一致しないようになっている。これにより患者4の体内のランドマーク若しくは微小の金プレート等のマーカのX線透視画像を2軸で取得し、患部位置の動きを把握するようにしている。なお、X線透視画像の画像強調方式としては、造影剤を用いてDSAのような画像処理を行う方式も考えられる。

【0086】

X線ヘッド10は、4MeV～10MeVの電子リニアックからなり、図示のように2軸（S1、S2）に首振りでき、これらの首振り動作によってドラム回転軸周りにノンアイソセントリックな照射が可能である。なお、S2軸の首振りには、ドラムの回転に伴う照準角度補正も含める必要がある。一方、S1軸の首振りに関しての照準角度補正は不要である。

【0087】

【発明の効果】

本発明によれば、放射線ヘッド部全体のアイソセントリックな動きに加えて、ヘッド部自体をその慣性中心等の適当な回転中心のまわりに1軸又は2軸の首振り動作することにより、擬似的にノンアイソセントリックな照射治療が可能となり、その効果はサイバーナイフ等の完全にノンアイソセントリックな照射治療装置に対して全く遜色の無いレベルものが得られる。また、所要の首振り角は、約 3° ($\pm 1.5^{\circ}$)であり、呼吸や心鼓動による照射野の移動に対応して高速に追従可能である。

【0088】

本発明によれば、剛性の点で問題の多い片持型のロボットアームと異なり、高強度・高剛性の放射線ヘッド支持構造を採用することができ、高い絶対精度を機械的に保証することが可能となる。このため、ロボットアームを使用して所要の位置決め精度を確保する場合に必要なティーチングが不要となり、効率的な治療が可能となる。

【0089】

ノンアイソセントリックな照射治療に所要の自由度を遙かに超える過剰な自由度を持つ汎用の産業用ロボットアームを適用するのは患者の安全性の点で問題がある。即ち、ロボットアームの誤動作等の事故の際に、ロボットアームもしくはその先端の放射線ヘッドが患者に接触して、患者に対して外傷的な危害が及ぶ可能性がある。これに対して、本発明では、放射線ヘッド支持機構及び放射線ヘッド自体が機械的に可動範囲が制限されており、患者に対する絶対的な安全性が確保できる。

【0090】

従来技術では、照射治療中に照射野をリアルタイムに監視することができず、推定に基づく照射を余儀なくされたが、本発明によれば、通常のX線カメラや、X線CT、PET、DSA等のイメージャで、照射治療中に照射野をリアルタイムで監視することが可能となり、信頼性・安全性の高い照射治療が可能となる。

【0091】

また、リアルタイムに得られる上記の照射野画像を基にして画像追尾を行い、移動する照射野への追従照射が可能となる。

【 0 0 9 2 】

本発明の実施形態に示される医師とのマンマシン・インタフェースにより、安全性・信頼性に優れた確実な放射線治療が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置をベッド軸に直交する方向（Y軸）から見て示す透視模式図。

【図 2】

本発明の擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置をベッド軸の方向（X軸）から見て示す模式図。

【図 3】

本発明の擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置を模式的に示す外観斜視図。

【図 4】

（a）は照射ヘッドの概要を示す構成ブロック図、（b）は（a）の照射ヘッドを矢視 A-A から見て示す内部透視断面図。（c）は（a）の照射ヘッドを矢視 B-B から見て示す内部透視断面図。

【図 5】

照射ヘッド内の超小型 C-B a n d 加速管を拡大して示す図。

【図 6】

擬似ノンアイソセントリック放射線治療時の照射ヘッド及び患者を示す概要斜視図。

【図 7】

擬似ノンアイソセントリック放射線治療を行う際の照射ヘッドの首振り動作を説明するための模式図。

【図 8】

擬似ノンアイソセントリック放射線治療を行う際の照射ヘッドの首振り動作を説明するための模式図。

【図 9】

本発明装置のシステムブロック図。

【図 1 0】

照射ヘッドの外観斜視図。

【図 1 1】

(a) は照射ヘッドにマイクロ波を導入するための導波管と首振り機構の駆動モータを示す概要斜視図、(b) は(a)の照射ヘッドを矢視 A-A から見て首振り機構の詳細を示す拡大図、(c) は(a)の照射ヘッドを矢視 B-B から見て首振り機構の詳細を示す拡大断面図、(d) は(a)の照射ヘッドを矢視 C-C から見て首振り機構の詳細を示す拡大断面図。

【図 1 2】

ロボットアームの関節部およびロータリ R F カプラを示す部分拡大斜視図。

【図 1 3】

ロータリ R F カプラと導波管を示す部分拡大斜視図。

【図 1 4】

(a) はロータリ R F カプラを模式的に示す内部透視断面図、(b) はロータリ R F カプラ内でのマイクロ波の反射状態を示す模式図。

【図 1 5】

(a) は治療野からの診断画像の取得を示すタイミングチャート、(b) は治療ビーム照射フェーズを示すタイミングチャート、(c) は画像追尾および X 線ヘッド首振りサーボ駆動制御シーケンスを示すタイミングチャート。

【図 1 6】

(a) ~ (e) はモニタ画面を模式的に示して本発明の装置を用いた放射線治療の操作手順を説明するフローチャート。

【図 1 7】

本発明の第 2 の実施形態に係る擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置をベッド軸に直交する方向 (Y 軸) から見て示す透視模式図。

【図 1 8】

本発明の第 2 の実施形態に係る擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置をベッド軸の方向 (X 軸) から見て示す透視模式図。

【図 1 9】

本発明の第 3 の実施形態に係る擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置をベッド軸の方向（X 軸）から見て示す透視模式図。

【符号の説明】

- 3 a, 3 b…放射線（X 線）、
- 4…患者（被照射体）、
- 5…照射野、
- 5 a…アイソセンタ、
- 6, 6 A, 6 B…擬似ノンアイソセントリック型放射線治療装置、
- 7…ベッド駆動システム（ベッド移動機構）、
- 8…ベッド、
- 9…アークガイドレール、
- 1 0…X 線ヘッド（放射線照射ヘッド、小型電子リニアック）、
- 1 1…従動導波管系、
- 1 2, 1 3, 1 5…リンクアーム、
- 1 4 a～1 4 c, 1 6…従動導波管系ロータリ R F カプラ部、
- 2 0…イメージャ傾斜機構、
- 2 1…サーキュレータ、
- 2 2…ダミーロード、
- 2 6…ガイドレール傾動軸、
- 2 8…傾動機構、
- 3 0…X 線 C T 検査装置（精密検査装置；イメージャ）、
- 3 1…イメージャ信号処理装置、
- 5 0…ロータリ R F カプラ、
- 5 1…導波管、
- 5 2…R F 窓、
- 5 3, 5 4…フランジ継手、
- 5 5 a, 5 5 b…導波路、
- 6 8…ヘッド周回移動機構、

- 7 0 … クライストロン（マイクロ波発生装置）、
- 8 0 … システム制御装置、
- 9 0 … システムユーティリティ、
- 9 7, 9 7 A, 9 7 B … 診断用 X 線源（C T 用 X 線管）、
- 9 8, 9 8 A, 9 8 B … センサアレイ、
- 9 9 … 回転ドラム（治療用ガントリ）、
- 1 0 1 … ヘッドカバー、
- 1 0 2 … 支持フレーム、 1 0 2 a … ブラケット、
- 1 0 3 … 絶縁碍子、
- 1 0 4 … 電子銃、
- 1 0 5 … カソード、
- 1 0 6 … アノード、
- 1 0 7, 1 0 8 … 排気管、
- 1 0 9 … バンチャ空洞、
- 1 1 0 … 加速管、
- 1 1 1 a … サイドカップルキャビティ、
- 1 1 1 b … 加速空洞、
- 1 1 2 … イオンポンプ、
- 1 1 4 … 高圧接続端子、
- 1 1 6 … 電気回路／冷却水回路、
- 1 1 9 … ターゲット排気室、
- 1 2 0 … 出射部、
- 1 2 1 … ターゲット、
- 1 2 2 … 冷却板、
- 1 2 3 … 一次コリメータ、
- 1 2 4 … フラットニングフィルタ、
- 1 2 5 … 二次コリメータ、
- 1 2 6 … 線量計測用電離箱、
- 1 3 1 … サーボモータ（S 1 首振り駆動モータ）、 1 3 1 a … 駆動軸、

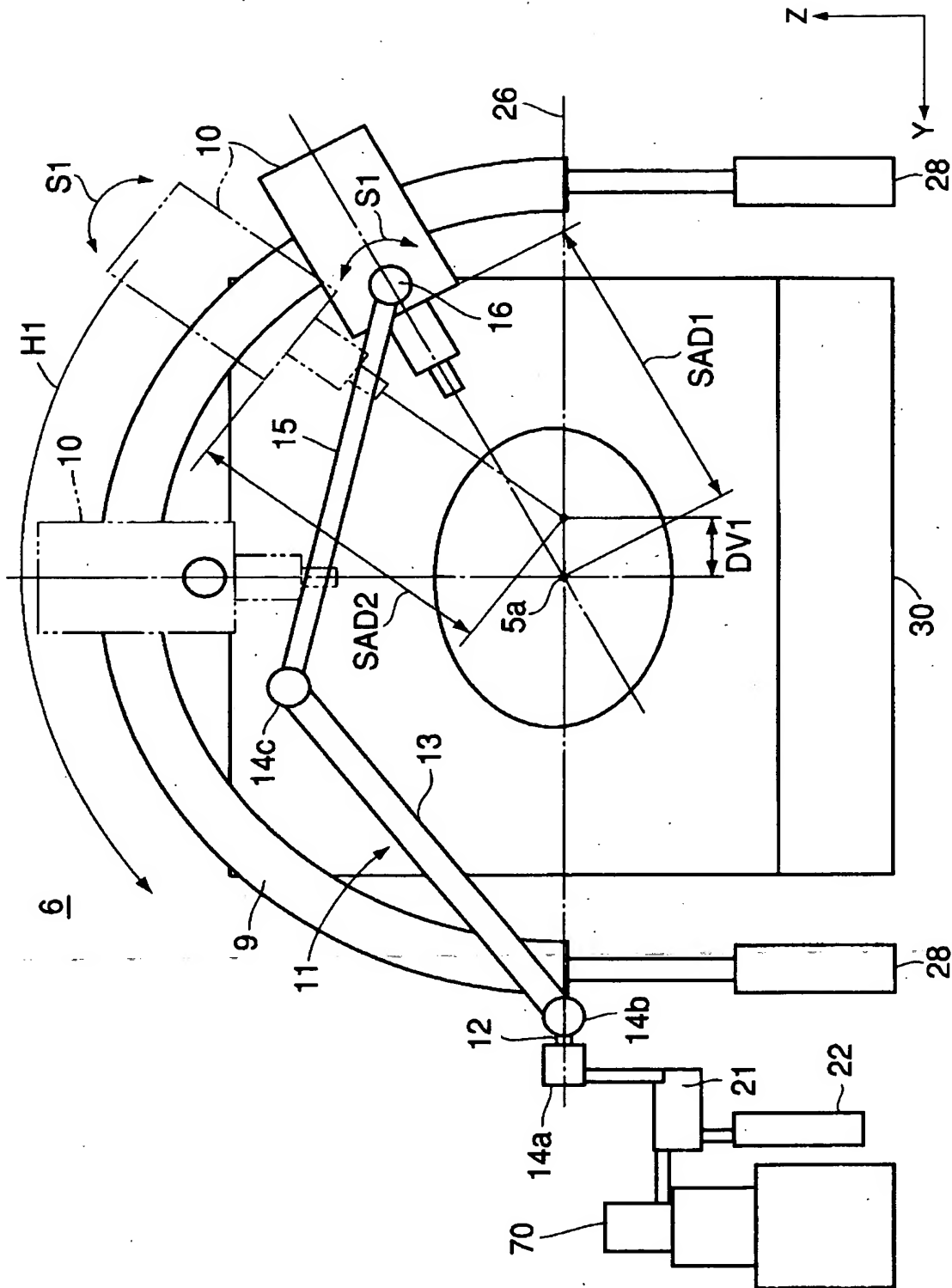
1 3 2 …サーボモータ（S 2 首振り駆動モータ）、1 3 2 a …駆動軸、

1 3 3 …軸受、

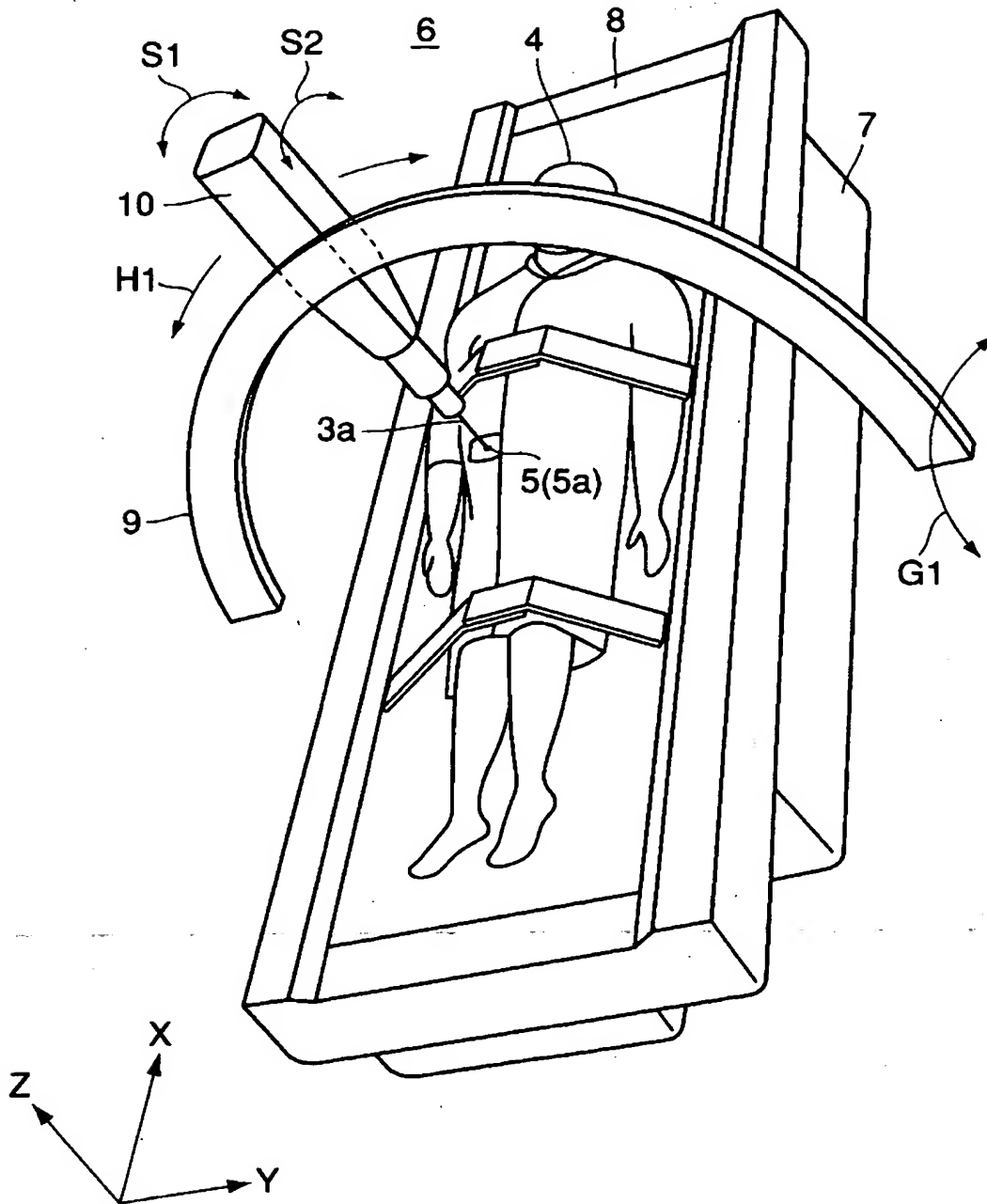
S 1 …第 1 の首振り軸、

S 2 …第 2 の首振り軸。

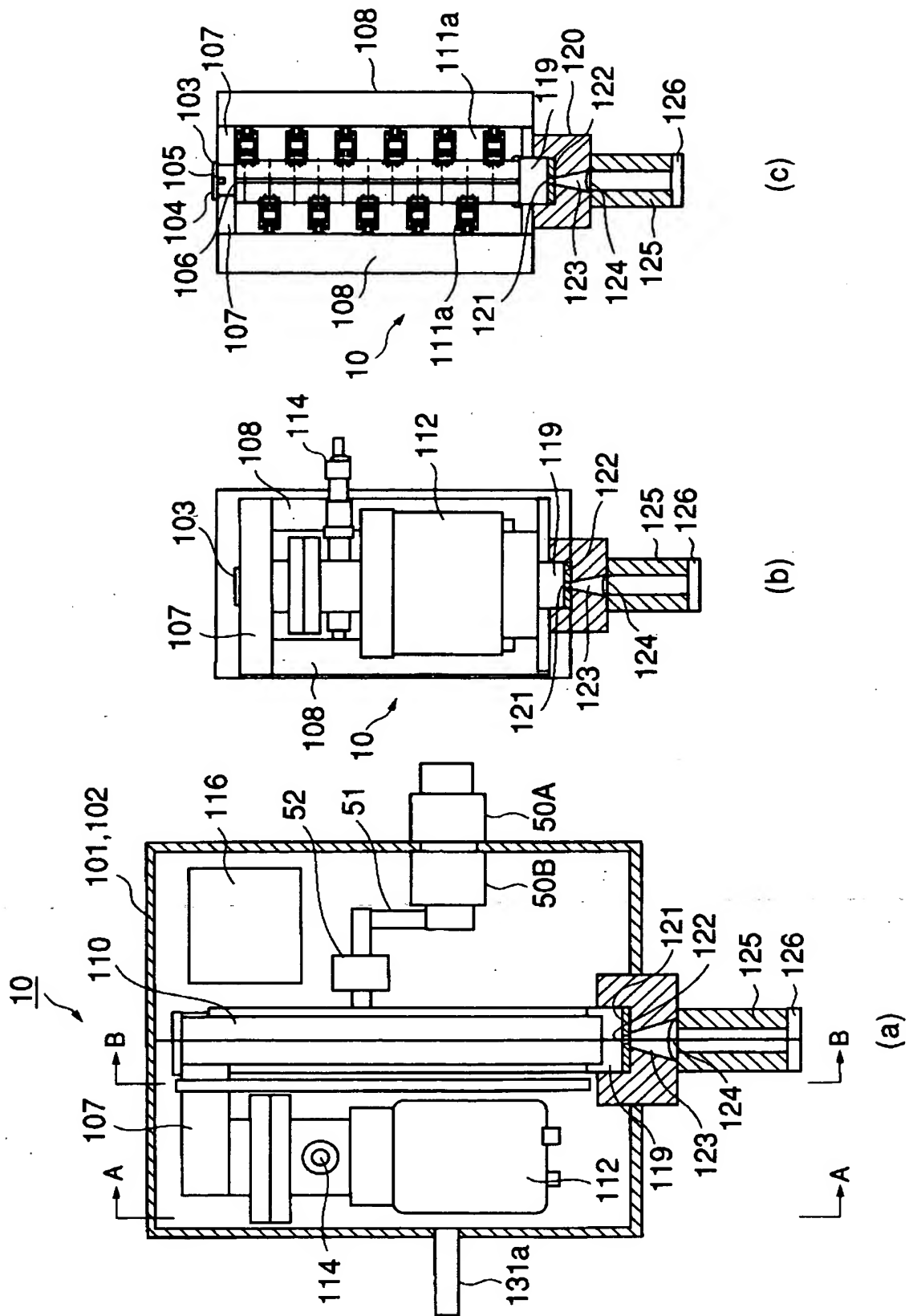
【図 2】



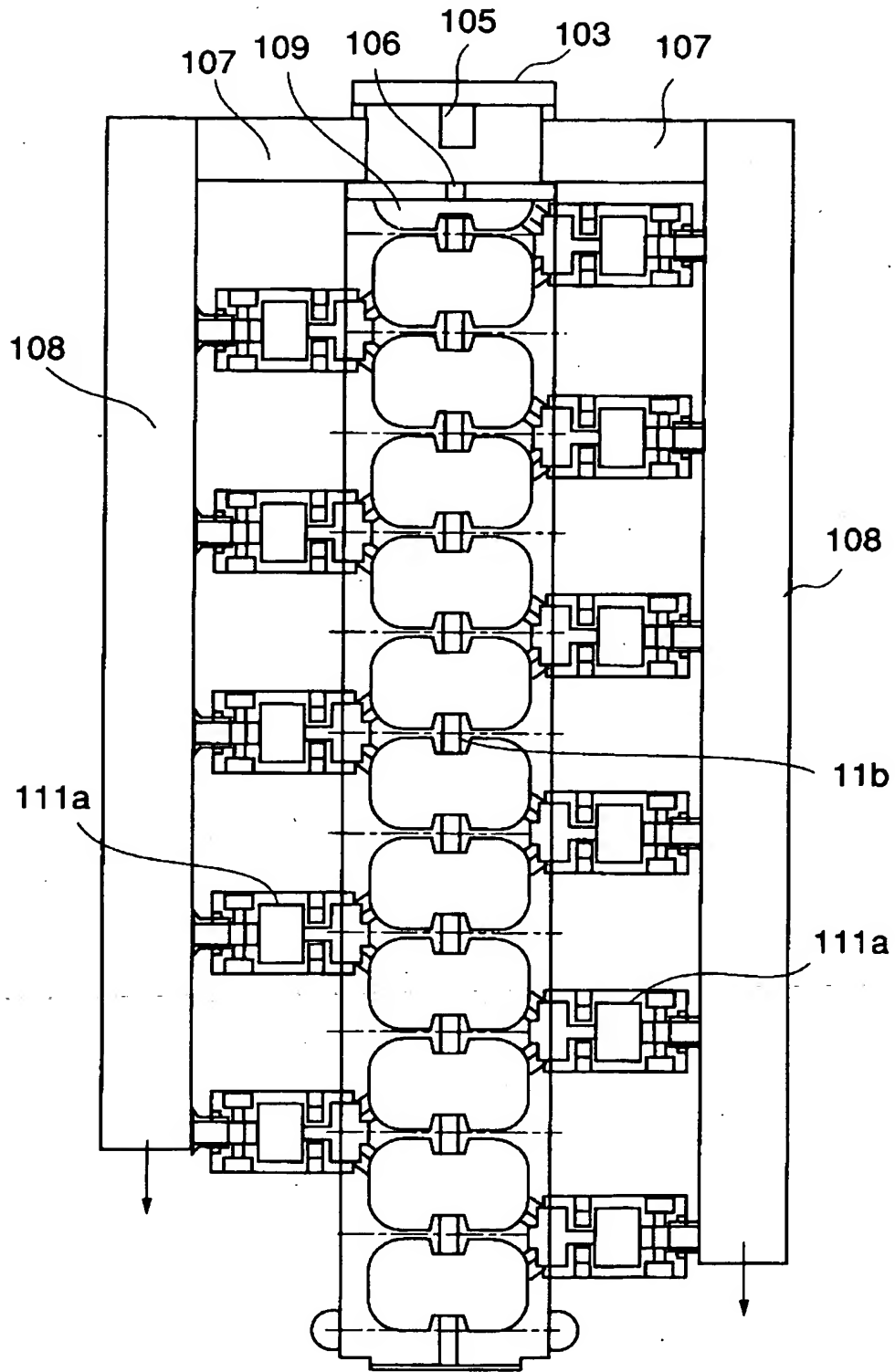
【図 3】



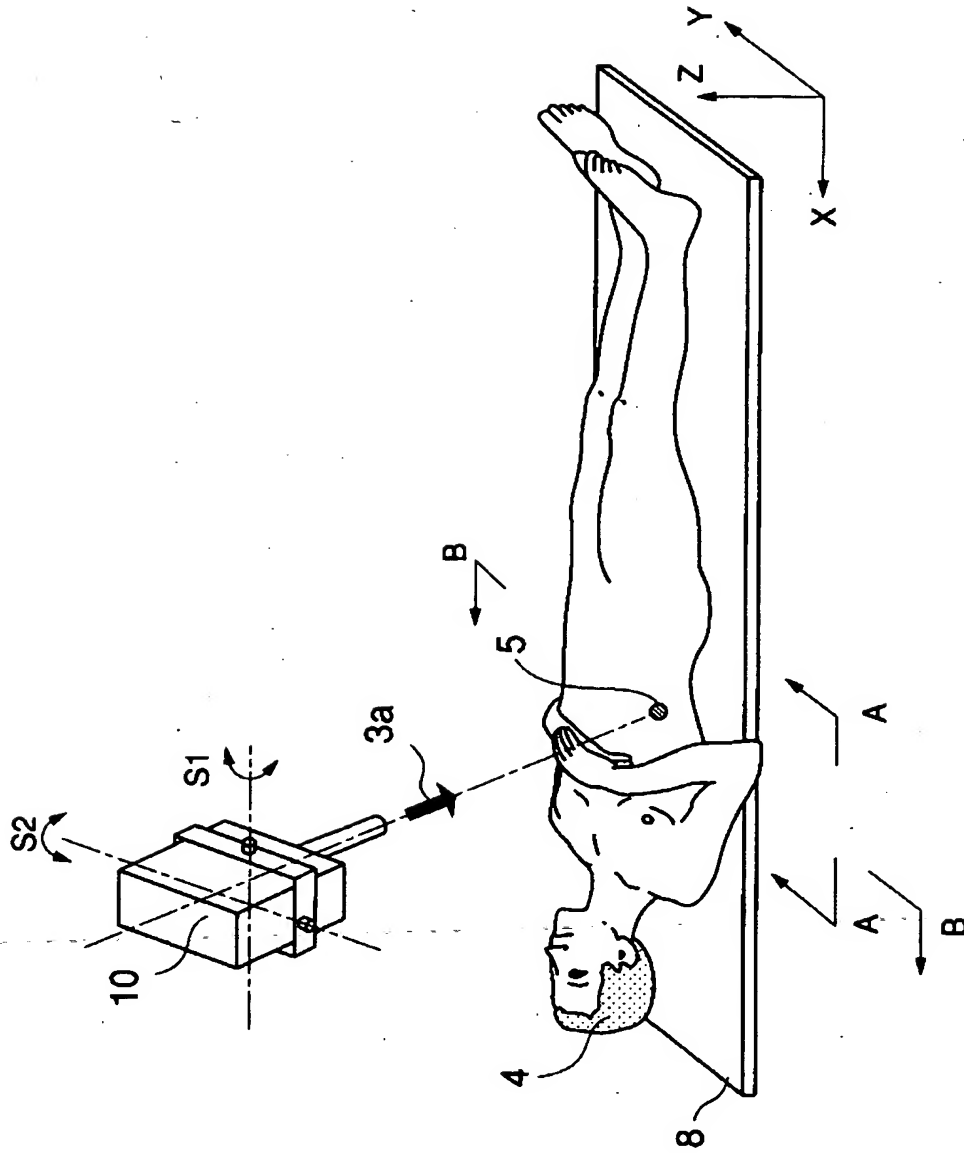
【図 4】



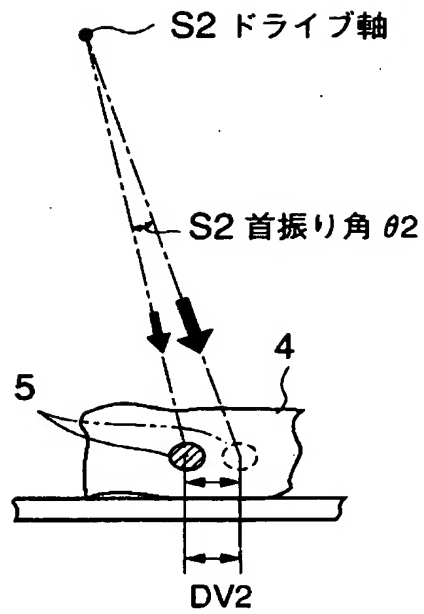
【図 5】



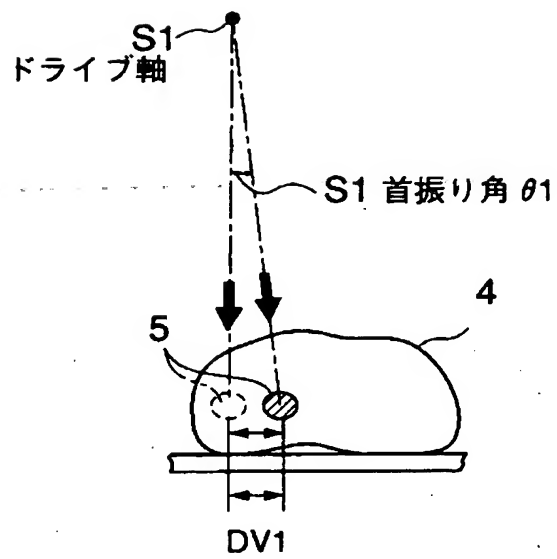
【図 6】



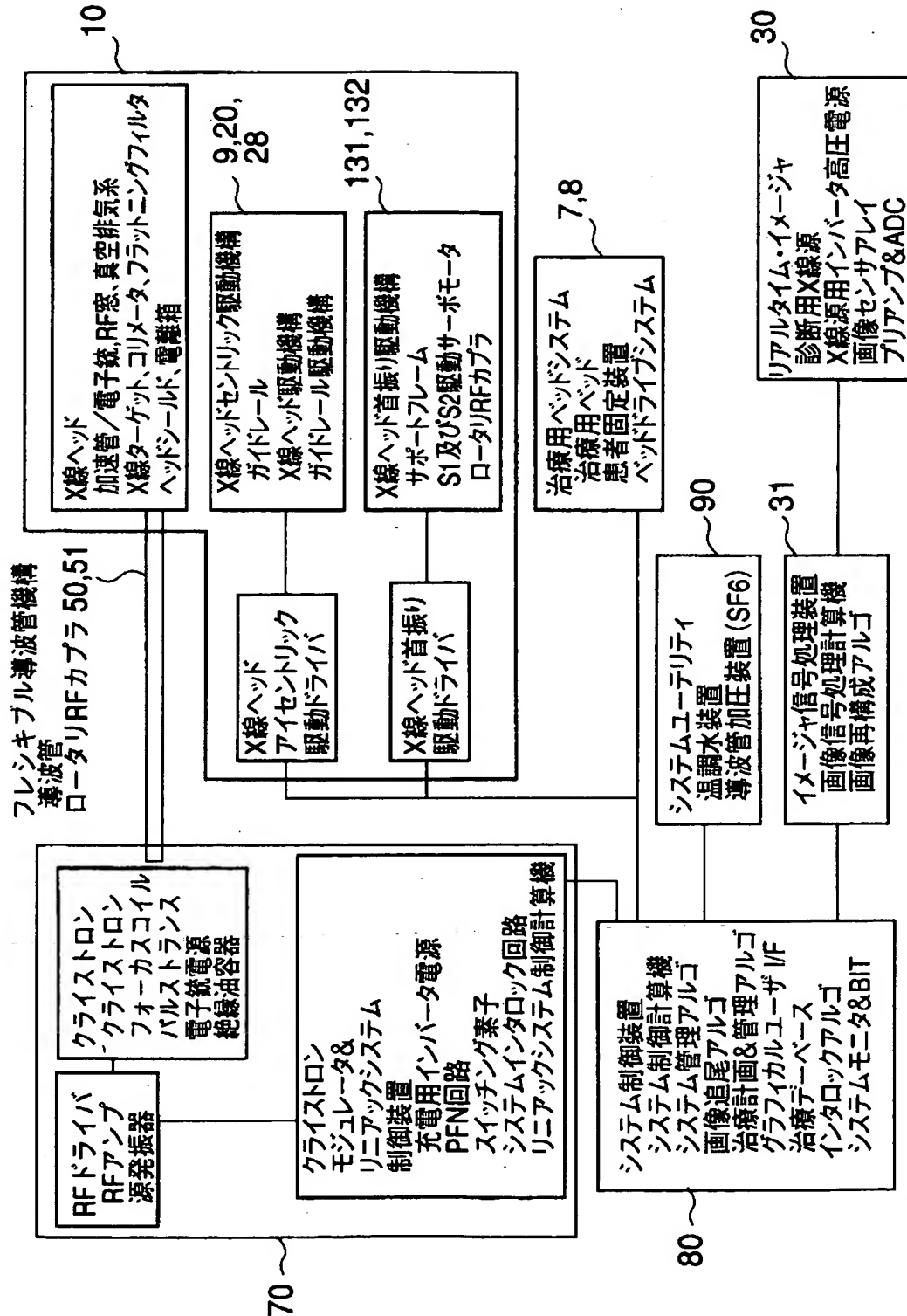
【図 7】



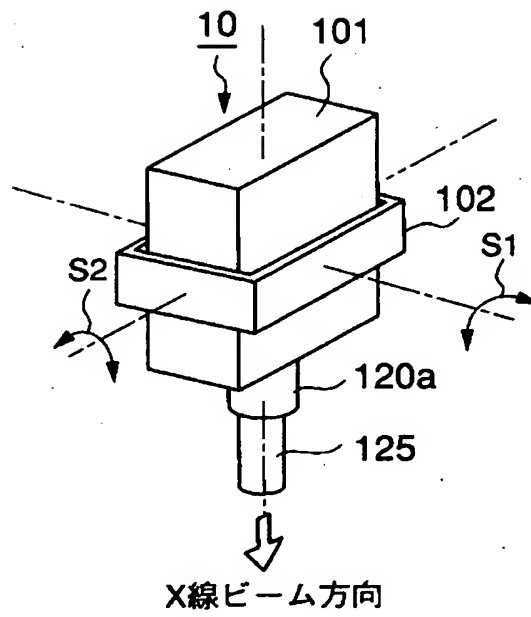
【図 8】



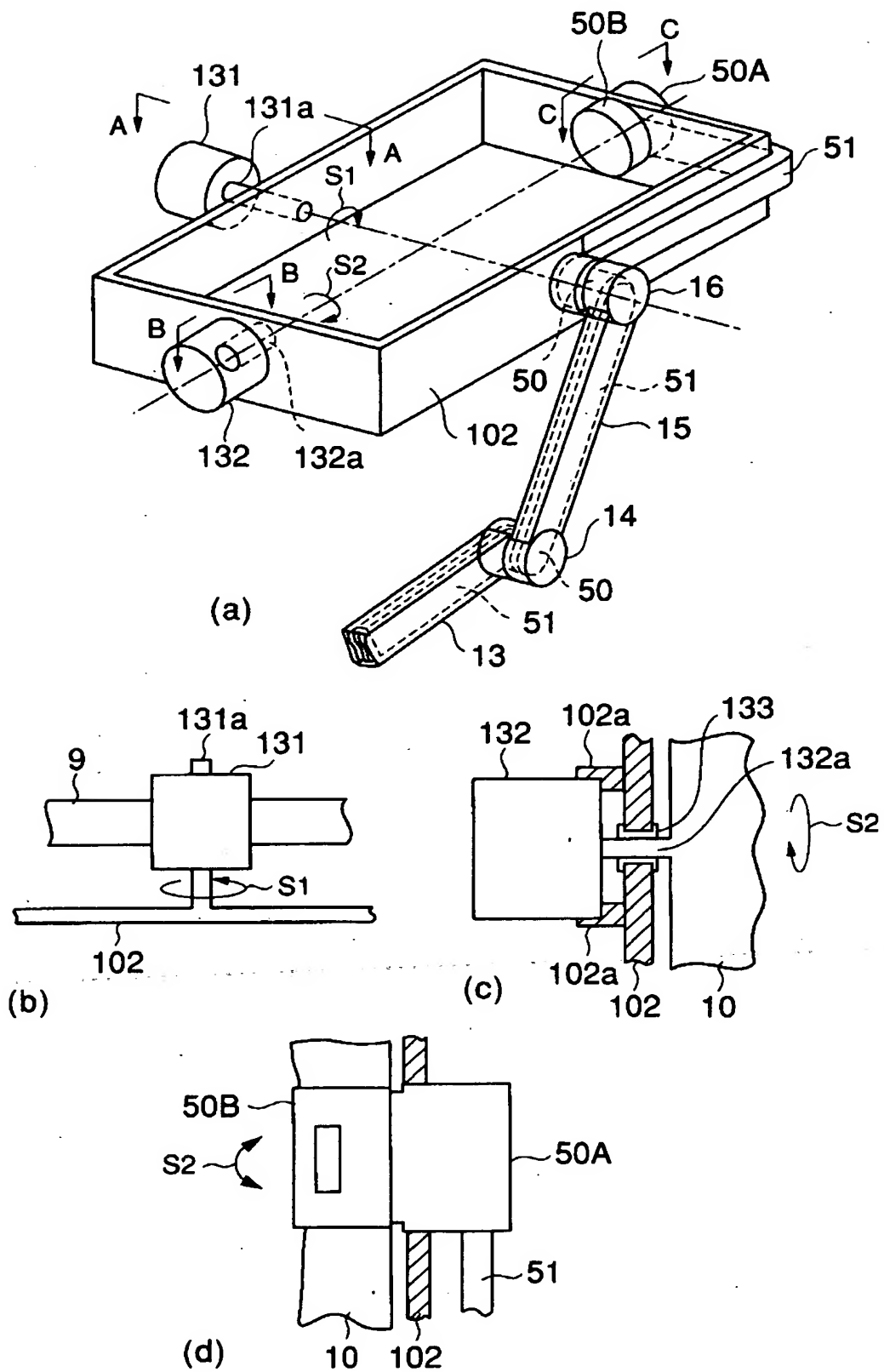
【图 9】



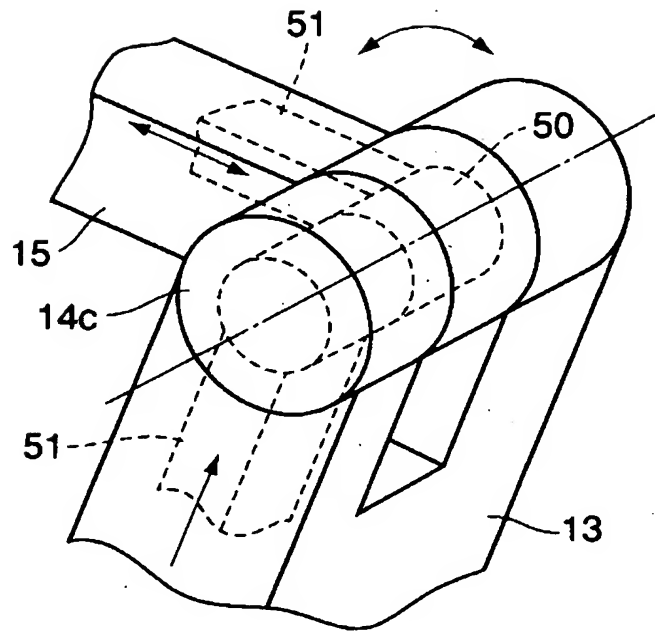
【図 1 0】



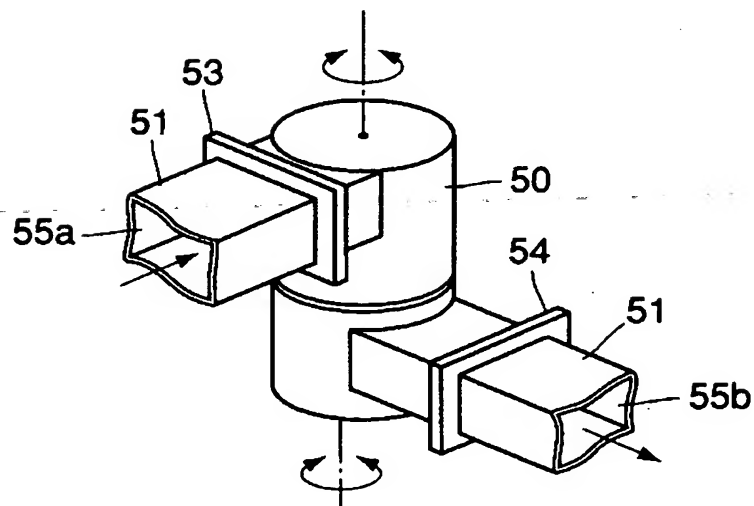
【図11】



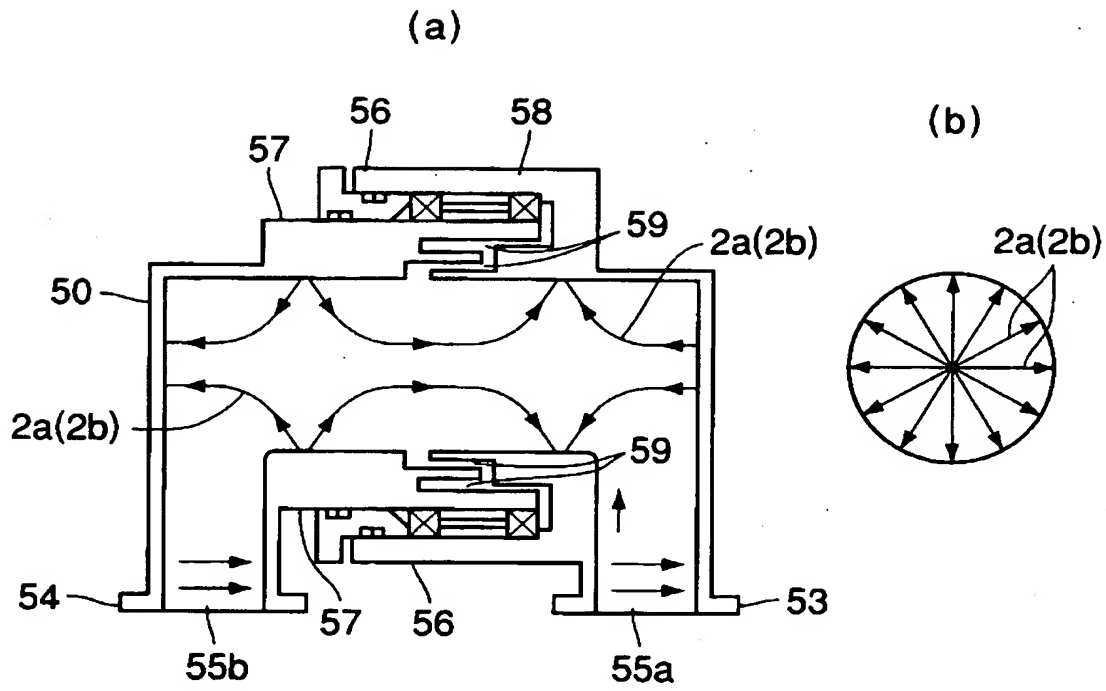
【図 12】



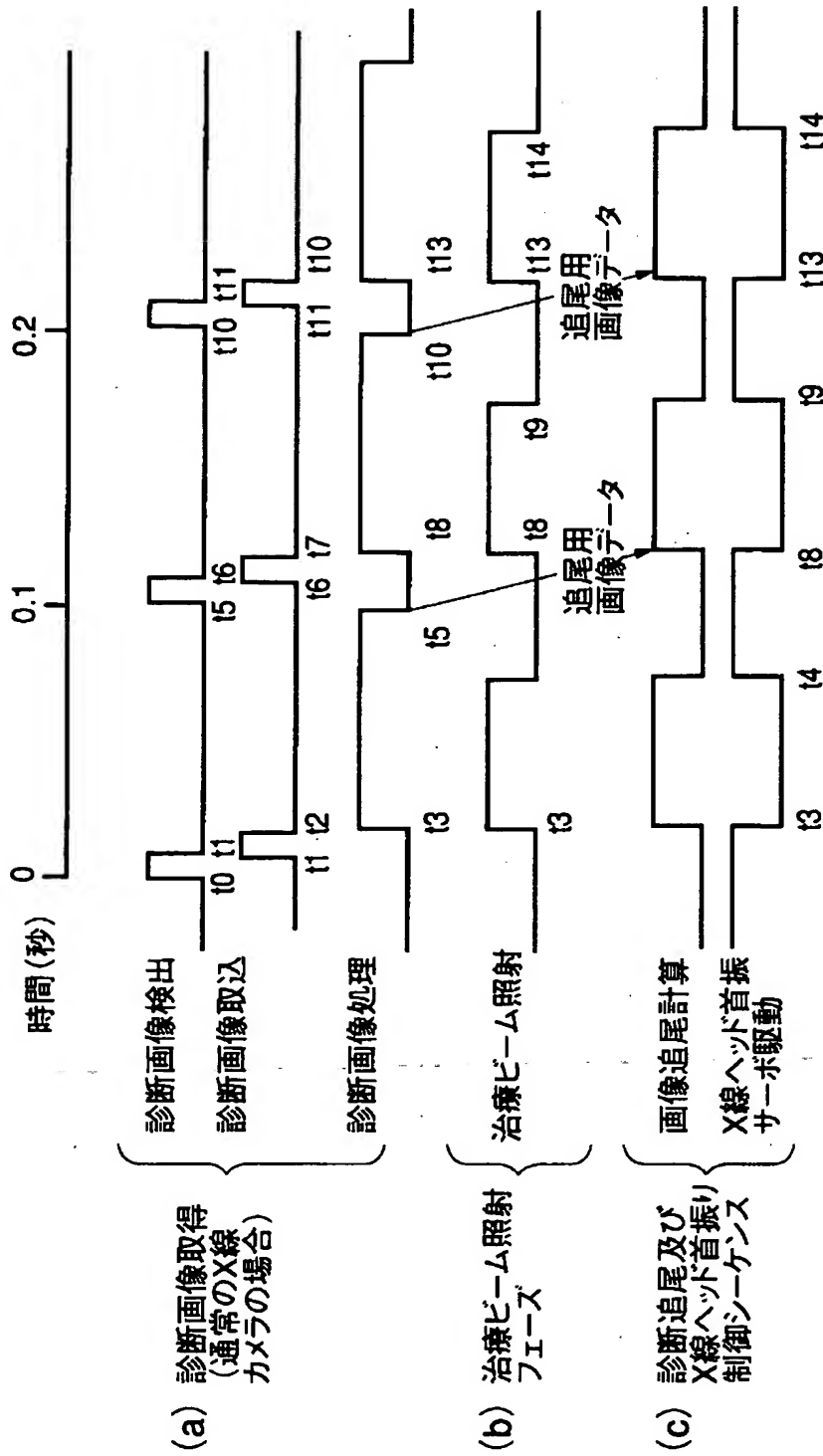
【図 13】



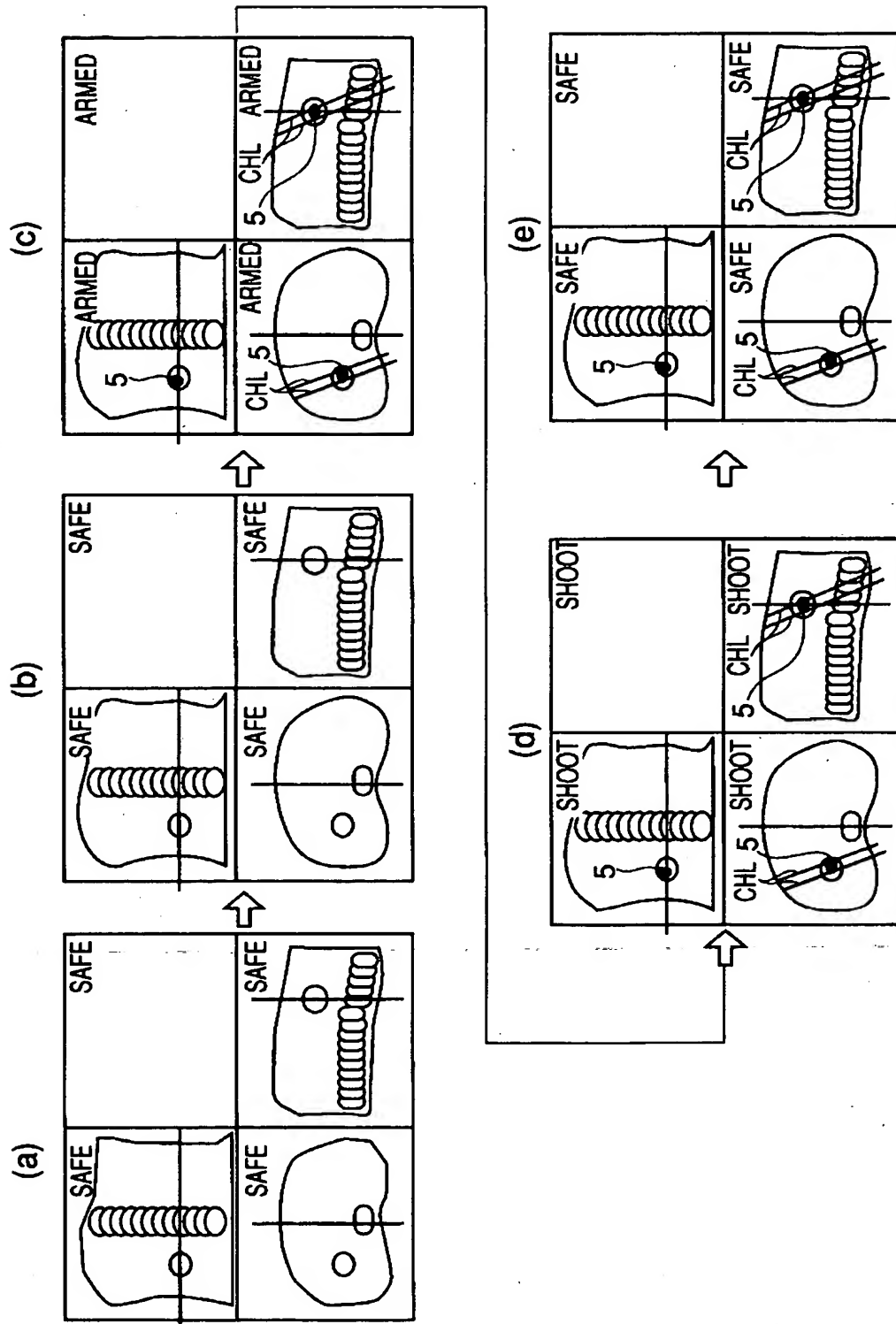
【図14】



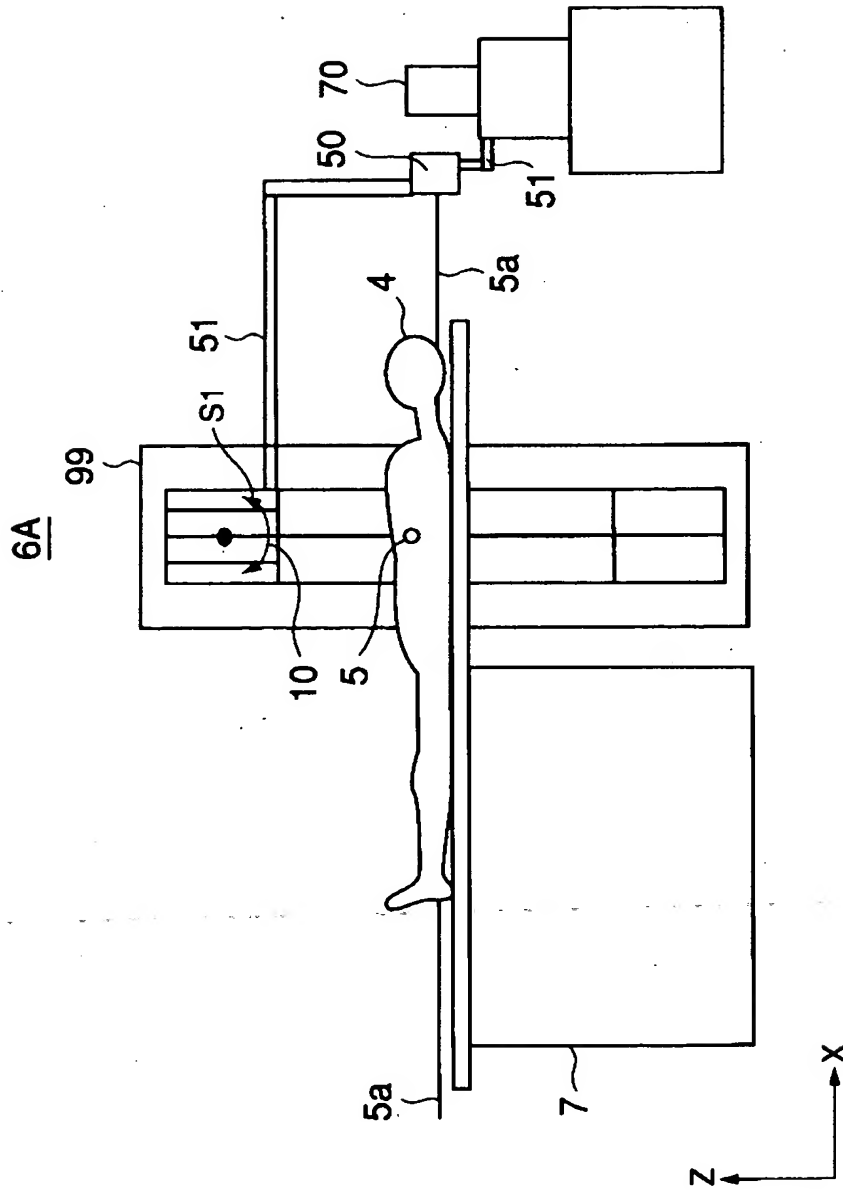
【図 15】



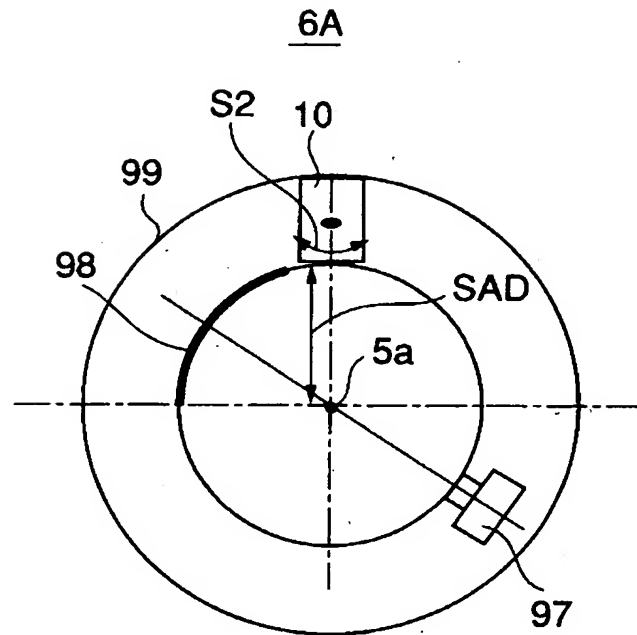
【図 16】



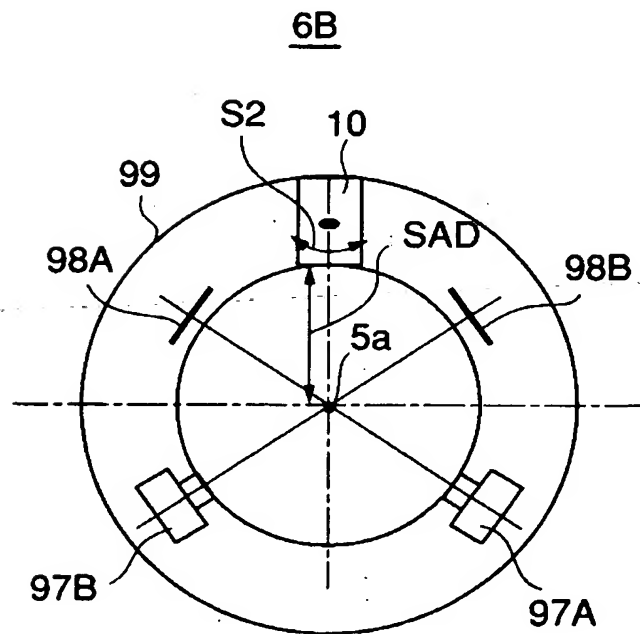
【図 17】



【図 18】



【図 19】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 放射線治療において、不定形な照射野に対応したノンアイソセントリックな照射を可能とするとともに、呼吸や心鼓動等の体動により移動する照射野に追従して照射治療を可能とし、X線カメラやX線CT装置、DSAやPET等のイメージャと組み合わせて用いられ、照射中に照射野をリアルタイムに監視し、照射野の移動に自動追従するとともに、信頼性・安全性の高い放射線治療装置を提供する。

【解決手段】 電子リニアック等の放射線発生装置の位置及び照射方向を精密に制御して、2次元若しくは3次元に患部に照射できるアイソセントリックな放射線ヘッド支持構造／機構に加えて、ヘッド部自体にその慣性中心等の適当な回転中心まわりに1軸若しくは2軸の小角回転運動を行わせる首振り手段を具備する。

【選択図】 図2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000006208]

1. 変更年月日 1990年 8月10日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都千代田区丸の内二丁目5番1号
氏 名 三菱重工業株式会社